

**Die sogenannte Wärmestauung
unter Kunststoffprothesen**

Otto Spanner

1961

AUS DER PROTHETISCHEN ABTEILUNG
Vorstand: Prof. Dr. van Thiel
DER KLINIK FÜR ZAHN - MUND UND KIEFERKRANKHEITEN
DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN
Direktor: Prof. Dr. Dr. J. Heiß

Die sogenannte Wärmestauung unter Kunststoffprothesen

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde in der Zahnheilkunde
verfaßt und
einer Höheren Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Otto Spanner

aus Schmidmühlen (Opf.)

München 1961

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Referent: Professor Dr. H. van THIEL
Dekan: Professor Dr. W. SEITZ

Tag der mündlichen Prüfung: 24.10.1961



MEINEN LIEBEN ELTERN
IN DANKBARKEIT GEWIDMET

1911

III. HAUPTTHEIL

GLIEDERUNG

A) Einleitung

1) Die Prothese im Biologischen Milieu und die Reaktion des Gewebes.

B) Die sogenannte Wärmestauung unter Kunststoffprothesen.

I) Hauptteil: Besprechung der Literatur.

a) Allgemeine Körpertemperatur.

1) Schwankungen

Physiologische Art

Pathologische Art

b) Anatomie und Blutversorgung des Gaumens.

c) Temperaturen in der Mundhöhle.

1) Schwankungen

Physiologische Art

Pathologische Art

Psychologische Art

d) Die Wärmestauung unter Prothesen.

1) Aus der Literatur

2) Physikalische Erläuterung

Wärmeleitfähigkeit

3) Begrenzung des Temperaturanstieges unter Prothesen durch die arterielle Bluttemperatur

II. HAUPTTEIL

Einleitung: Messprobleme.

a) I. Versuchsreihe an nicht prothesentragenden jugendlichen Patienten.

1) Versuchsanordnung

2) Durchführung der Messungen

3) Ergebnisse

b) Versuchsreihe an Prothesenträgern.

1) Versuchsanordnung

2) Durchführung der Messungen

3) Ergebnisse

III. HAUPTTEIL

a) Auswertung der beiden Versuchsreihen.

b) Zusammenfassung.

c) Schrifttum.



Digitized by the Internet Archive
in 2026

A)

Mit der Entwicklung der Prothesen in der Zahnheilkunde und den langsam auch wachsenden Anforderungen an die Prothesen stellte sich ein Umstand ein, der der Fachwelt auch heute oft noch viel Kopfzerbrechen bereitet.

Man wollte nach und nach nicht nur die kosmetischen Probleme gelöst haben, sondern auch wieder richtig kauen können. Den Bemühungen der Fachwelt gelang es allmählich, die Prothesen zu solcher Vollendung zu entwickeln, dass sie fast nahezu dieselbe Aufgabe erfüllen konnten, die vorher die natürlichen Zähne bewältigten. Mit dieser Wiedererlangung der Kaukraft und der damit auf natürlichem Wege verbundenen Belastung der Mundschleimhaut als Prothesenlager tauchten, neben kleineren Übeln, wie Druckstellen, auch schwierige Probleme auf, nämlich die Prothesenstomatopathien. Sofort bemühte man sich, die Ursache dieser Erscheinungen festzustellen, um dann helfend einzugreifen. Schon bald sah man in der Porosität des Gipses, die beim Vulkanisieren und später Polymerisieren scharfe, wenn auch ganz kleine Rauigkeiten hinterliess, ein grundlegendes Übel. Diese Rauigkeiten reizten das Prothesenlager. Weiter fand man, dass durch die mechanische Beanspruchung der Prothese beim Kauen Epithel von der Schleimhaut des Prothesenlagers abgestossen wurde. Dieses blieb an der Innenseite der Prothese haften und bildete so in dem feucht-warmen Milieu einen ausgezeichneten Nährboden für Bakterien. Eine Entzündung war dann in jedem Fall die Folge. Mit dem Erscheinen der Kunststoffe stellten sich Allergien gegen Restmonomere und den im Kunststoff verwendeten Farbstoff ein. Zahlreiche Arbeiten von H. W. HERMANN, M. HERMANN, A. HENTZE, FRÖHLICH, LANGER, NYQUIST, PASSOW, REITHER, UHLIG, van THIEL und WANNENMACHER geben darüber nähere Auskunft. Viele dieser Autoren nannten in ihren Arbeiten immer wieder die Wärmestauung als einen der Gründe, die eine Prothesenstomatitis verursachen. Nachdem nun an unserer Abteilung viele Untersuchungen über das Verhalten der Prothese im Munde, über Prothesenkunststoffe, Beständigkeit, Biegefestigkeit usw., Reaktion des Gewebes nach Protheseneingliederung gemacht wurden, wollte man auch feststellen, wie es sich mit der Wärmestauung unter Prothesen verhalte. Es wurde mir die Aufgabe gestellt, die Wärmestauung unter Prothesen zu untersuchen, um genaue Angaben über das Ausmass dieser Erscheinung zu erhalten.

I. HAUPTTEIL

a)

Zunächst soll einmal die Körpertemperatur im allgemeinen betrachtet werden. In unzähligen Arbeiten wurde der Verlauf der Temperatur des Körpers während 24 Stunden untersucht und festgehalten. Es darf also als allgemein bekannt vorausgesetzt werden, dass sich die Körpertemperatur während eines Ablaufes von 24 Stunden zwischen 36,4 und 37,4 Grad Celsius bewegt. Wie die beiden Werte

schon zeigen, ist die Temperatur gewissen Schwankungen unterworfen.

So finden wir in den frühen Morgenstunden den tiefsten Wert. Von diesem Tiefstwert steigt sie dann an, um nach dem Mittagessen ihren ersten Höhepunkt zwischen 12 und 14 Uhr festzustellen. Im Laufe des Nachmittags ist dann wieder ein kleiner Temperaturabfall zu verzeichnen. Am späten Nachmittag steigt die Temperatur jedoch wieder an, um zwischen 17 und 19 Uhr ihren Tageshöchstwert zu erreichen. Diesem Gesetz sind im allgemeinen beide Geschlechter unterworfen. Das weibliche Geschlecht ist jedoch von der Menarche bis zur Menopause zusätzlichen Temperaturschwankungen unterworfen, die den vorher angeführten physiologischen Tagesschwankungen noch überlagert sind. Bei den Frauen, die davon betroffen sind, ist die Temperatur am niedrigsten nach der Menstruation. Nach dem Follikelsprung steigt die Temperatur dann sprunghaft um ca. 0,5 Grad an, um dann kurz vor und vor allem während der Menstruation wieder abzusinken.

Nach REIN kann die Körpertemperatur gelegentlich für kurze Zeit auf 40 Grad ansteigen, ohne dass eine Störung der Wärmeregulation vorzuliegen brauchte. Voraussetzung dafür ist, dass das Individuum bei sehr hoher Aussentemperatur schwere Muskelarbeit verrichtet.

Von pathologischen Schwankungen ist dann die Rede, wenn sich die Temperatur des Körpers über 37,4 Grad hinausbewegt. Wir sprechen dann vom Fieber. Fieber entsteht durch eine Störung des im Zwischenhirn gelegenen Wärmeregulationszentrums. Die dafür in Frage kommenden Ursachen, um nur einige zu nennen, sind Zerfallsprodukte aus zerstörten Körperzellen, Infektionskrankheiten, Aufnahme von artfremden Eiweiss usw.

b)

Bevor nun näher auf die aus der Literatur bekannten Temperaturverhältnisse im Munde eingegangen wird, sollen die anatomischen Verhältnisse des Gaumens beschrieben werden.

Histologischen Untersuchungen LUNDS ist es zu verdanken, dass zum Teil widersprechende, ja sogar falsche Ansichten über den Feinbau des Schleimhautüberzuges des harten Gaumens, in den Lehrbüchern der Anatomie und der Zahnheilkunde eine genauere histologische Aufklärung erfuhren. Die Ergebnisse von Lund haben sich bis heute behaupten können und wurden durch weitere Untersuchungen zahlreicher Autoren gestützt und ausgebaut.

Es werden beim zahnlosen Patienten am harten Gaumen vier Gewebzonen unterschieden:

1. Die fibröse Randzone, die die Kieferkämme umfasst.
2. Die fibröse Medianzone, entlang der raphe palati mit Einschluss eines etwaig vorhandenen torus palatinus.
3. Nach vorne, im Gebiete der rugae palatinae, die Fettgewebszone.
4. Die Drüsenzone nach hinten gegen den weichen Gaumen zu und auf diesen übergehend.

Im Einzelnen mögen die folgenden Angaben näheren Aufschluss geben. Der zahnlose Kieferkamm ist von mehrschichtigem Plattenepithel überzogen, das durch eine meist dünne, bindegewebige tunica propria (subepitheliales Bindegewebe, stratum papillare) fest mit dem Periost des darunterliegenden Alveolarknochens verbunden ist. Durch das Fehlen einer submucosa resultiert eine straffe Verbindung zwischen Epithel und Knochen. Dies bewirkt, dass sich bei den Prothesenkautätigkeiten der Druck oder besser der Kaudruck, nur durch eine dünne tunica propria abgeschwächt, fast direkt auf die Kieferkämme fortpflanzt. Gegen das vestibulum foris zu schiebt sich, individuell verschieden hoch, allmählich wieder eine submucosa aus lockerem Bindegewebe, Fett und Muskelzügen zwischen Periost und tunica propria und Epithel ein. Diese Übergangsschicht zum fornix vestibulae entspricht dem passiv beweglichen Schleimhautabschnitt (Bindegewebe und Fett) am zahnlosen Kieferkamm. Er geht in die aktiv bewegliche Schleimhautzone (Bindegewebe, Fett und Muskeln) des fornix über.

Die raphe palati: Ähnliche Gewebisanordnungen wie auf den zahnlosen Kieferkämmen (direkte Verbindung von tunica propria und Periost) liegen entlang der raphe palati und auf dem mitunter vorhandenem torus palatinus vor. Die raphe wird als Verwachsungslinie der sekundären Gaumenwülste der Embryonalzeit angesehen.

VORDERER UND HINTERER GAUMENABSCHNITT:

In die vordere Gaumenpartie, in der Gegend der rugae palatinae ist eine submucosa aus Bindegewebe, insbesondere aus Fettgewebe, eingelagert. Deshalb der gebräuchliche Name Fettgewebszone. Diese wird seitlich und vorne durch die Alveolarkämme und in der Mitte durch die Medianraphe begrenzt. Nach hinten dehnt sie sich bis zum ersten Molaren aus und läuft in die Drüsengewebszone über, so dass weiter gegen den Pharynx das Fettgewebe grösstenteils durch Drüsengewebe ersetzt ist. Auch dieser Gewebsabschnitt liegt zwischen den Kieferkämmen und der Raphe und geht auf den weichen Gaumen über. Die Rugae im vorderen Gaumenabschnitt beiderseits der Raphe sind nach LUND keine einfachen Erhebungen des stratum papillare oder der Submucosa. Sie enthalten vielmehr einen bindegewebigen Kern besonderer Struktur, der von einem zellreichen, von feinsten Bindegewebfaserchen durchsetzten Substrat gebildet wird, wobei der jugendliche, sozusagen embryonale Charakter des Bindegewebes hervorgehoben wird. Das Verstreichen der rugae im Alter führt Lund weniger auf Schrumpfungsercheinungen ihrer Kerne, als auf den Schwund ihres submucösen Fettpolsters zurück. Auch an der papilla palatina, die am Vorderende der Gaumennaht eine mehr oder weniger hervortretende kleine Erhöhung bildet und dem foramen incisivum des knöchernen Gaumens entspricht, stellte Lund den eben erwähnten Bindegewebskern fest. Dieser soll als nicht konstante Bildung ein Knorpelkörperchen, den sogenannten "Merkelschen Knorpel" aufweisen. Mitunter konnten diese Knorpelkörperchen auch seitlich der papilla palatina beobachtet werden. Lund betonte als besonders

bemerkenswert die Übereinstimmung der Bindegewebskerne der rugae und der papilla palatina im Bezug auf den primitiven Charakter ihres Bindegewebes. Im submucösen Anteil des Schleimhautüberzuges des harten Gaumens verlaufen die grossen und die kleineren Gefässe (Arteria palatina major, arteria nasalis posterior septi, vena palatina) und Nervenäste (Nervus palatinus major, nervus nasopalatinus). RATSCHOW beschreibt die Endstrombahn der Mundschleimhaut näher. Er unterscheidet zwischen Stromkapillaren und Netzkapillaren. Die Stromkapillaren sind in ihrem Anfangsteil durch arterio - venose Anastomosen miteinander verbunden (Schliessvorrichtung). Auch die Netzkapillaren können durch eigene Schwellkörperchen für sich allein von der Durchströmung ausgeschaltet werden. Zum Stoffwechsel müssen die Netzkapillaren durchflossen werden; um die örtliche Wärme aufrechtzuerhalten, genügt eine Durchströmung der arterio - venösen Anastomosen. Wie auch aus den Untersuchungen von SCHMID und KAIRIES schon hervorgeht, bedeutet dies, dass auch die Mundschleimhaut an der Wärmeregulation beteiligt ist. Die verstärkte Durchblutung der Mundschleimhaut gegenüber der Haut ist neben der Durchsetzung oder Durchwanderung der Schleimhaut mit Leukozyten als Schutzvorrichtung zu werten, da die Schleimhaut schon physiologischer Weise vielen Schädigungen mechanischer und infektiöser Art ausgesetzt ist. EBBECKE, IPSEN, KROGH, FRERICH trennen bei der Beurteilung der Funktion der Hautgefässe scharf die Arteriolen von den Kapillaren. Die Hautrötung ist abhängig von dem Dilatationszustand der Kapillaren und der kleinen Venen. Die Hautwärme, das heisst, die Strömungsgeschwindigkeit in den Kapillaren und Venolen hängt von der Öffnungsweite der Arteriolen ab. Wichtig ist, dass beide Faktoren unabhängig voneinander arbeiten. Soweit die anatomischen Verhältnisse im Munde.

c)

FRERICH konnte feststellen, dass die durchschnittliche Körpertemperatur, rektal gemessen, der Temperatur im Munde in etwa parallel läuft, wobei die Mundtemperatur um etwa $0,8^{\circ}$ Celsius tiefer liegt. Seine Messungen konnten erneut bestätigen, dass Sublingual-Temperatur nicht gleich Kerntemperatur ist. Er fand einen Unterschied von Kerntemperatur $36,74^{\circ}$ Grad zu sublingual $36,48^{\circ}$. Ausserdem stellte er fest, dass der mittlere weiche Gaumen bei geschlossenem Munde erheblich kälter ist als die übrige Mundschleimhaut. Als Ursache dafür gibt er die über den nahen Nasenboden hinwegstreichende kalte Luft an. Er konnte folgende Temperaturen am Gaumen messen:

Temperatur des Gaumens	rechts	links
Harter Gaumen:	$35,56^{\circ}$	$35,41^{\circ}$
Weicher Gaumen:	$35,37^{\circ}$	$35,32^{\circ}$

Seinen Ergebnissen zufolge blieb die Temperatur am Gaumen immer etwa einen Grad unterhalb der Sublingualtemperatur. Während IPSEN feststellte, dass die rechte Körperhälfte immer um $0,6^{\circ}$ wärmer war als die linke, konnte FRERICH

keine Regelmässigkeiten in dieser Hinsicht feststellen. Bei ihm war immer die Hälfte wärmer, die zuletzt gemessen wurde. Ferner findet Frerich den Gaumen bei seinen Messungen immer um einen Grad kälter als die Zunge. Die Ergebnisse aus den Veröffentlichungen HARDTS stimmen in diesem Punkte genau mit den Ergebnissen FRERICHS überein.

Die gefundenen Werte von SCHMID und KAIRIES besagen ebenso, dass es unter der Zunge (im Munde) am wärmsten ist. Ihre Ergebnisse waren $37,1^{\circ}$ - $37,2^{\circ}$ Celsius im Durchschnitt. Die Werte, die Schmid und Kairies für den Gaumen angeben, bewegen sich im Durchschnitt um $36,4^{\circ}$. Messungen an der Wangenschleimhaut, die von NENNINGER und HARDT durchgeführt wurden, bringen Ergebnisse, die zwischen 35 und 37° schwanken. Bei Messungen der durchschnittlichen Zungentemperatur kamen sie auf $36,4$ - $36,8^{\circ}$. Wenn man alle diese Ergebnisse vergleicht, kann man sich vorstellen, dass der Gaumen nicht unbedingt die Wärme aus seinem Inneren beziehen muss. Obwohl der Gaumen verhältnismässig gut durchblutet ist, gibt es doch viele Faktoren, die diese Zweifel entstehen lassen. Man kann zunächst, wie bei FRERICHS, den nahen Nasenboden anführen, über den dauernd kalte Luft hinwegstreicht. Die isolierende Schicht zwischen Nasenboden und Gaumen ist nicht allzu gross, so dass die Gaumentemperatur leicht von der kalten Luft beeinflusst werden kann. Auf der anderen Seite befindet sich die Zunge, die wie die eben beschriebenen Angaben zeigen, immer wärmer ist als der Gaumen. Man könnte sich denken, dass die Zunge dem Gaumen einen Grossteil seiner Wärme zuführt. SCHMID und KAIRIES haben sich mit dem Bau der Mundhöhle befasst und festgestellt, dass dieser eine nicht unbedeutende Rolle für die Temperaturverhältnisse in der Mundhöhle spielt. Sie fanden zum Beispiel, dass Menschen mit einem geräumigen Gaumendach zu tiefen Gaumentemperaturen neigen, was unsere Vermutungen bestätigen würde, und dass hier sogar die Rachentemperatur niedrig sei. Andererseits haben Personen mit hohem Zungenrücken und grossen Tonsillen und schmaler Mundwölbung einen sehr gut durchwärmten Gaumen vorzuweisen.

Nun ist aber die Temperatur hier so vielen Schwankungen, die physiologisch bedingt sind, unterworfen, dass wir sie einmal näher betrachten wollen. Bereits erwähnt wurde die Atemluft. FRERICHS konnte dazu folgenden Versuch machen: Er setzte die Versuchsperson einer Aussentemperatur von -2° Celsius aus und stellte anschliessend die Mundtemperatur fest. Sie war nun im Durchschnitt um $0,58^{\circ}$ tiefer als vorher bei Zimmertemperatur. Dies zeigt, dass durch Mundatmung eine grosse Abkühlung erreicht wird. Der Organismus reagiert auf diesen Insult nicht. Anders ist es beim Genuss von Speisen und Getränken. FRERICHS konnte hier feststellen, dass bei einer starken Kautätigkeit die Mundtemperatur durchschnittlich um $0,17^{\circ}$ ansteigt. Die Kerntemperatur bleibt dabei unverändert. Beim Trinken von 200 ccm kalten (14°) Wassers sinkt die Temperatur der Mundschleimhaut auf $34,5^{\circ}$, die Kerntemperatur um $0,1^{\circ}$ ab. Bei heissen Getränken steigt die Mundtemperatur auf $36,55$ bis $37,85^{\circ}$ C. an. Die Kerntemperatur erhöht sich hier um $0,2^{\circ}$. Nach etwa zehn Minuten wird der Ausgangswert wieder erreicht.

Auch pathologische Prozesse können die Temperatur in der Mundhöhle beeinflussen. Nach Untersuchungen des erkrankten Zahnfleisches, das mit klinisch üblichen Farben von blass-rosa, rot, rötlich-blau und grau-blau bezeichnet wurde, fand FRANKE, dass von 421 Untersuchungen nicht das hyperämisch hochrote Zahnfleisch am wärmsten war, sondern das grau-blaue. Es zeigte die geringste Temperaturdifferenz. FRERICH fand im Gegensatz dazu, dass das hyperämisch hochrote Zahnfleisch einer vermehrten Durchblutung unterlag und auch somit einer Temperaturerhöhung. Das chronisch entzündete, graublaue Zahnfleisch wies mitunter niedrigere Temperatur auf als das gesunde. Das blass-rosa aussehende, ischämisch Zahnfleisch zeigte die niedrigsten Temperaturwerte und damit die geringste Durchblutungsstärke. Bei FRANKE finden wir weiter, dass mit zunehmender Taschentiefe einschliesslich der freiliegenden Zementzone, der Zahnfleischsaum wärmer wurde. Ferner war jeder Zahnfleischsaum, der mit einem Fremdkörper in Berührung stand (Krone, Füllung oder Stützzahn), wärmer als der benachbarte, nicht an einem Fremdkörper kontakthabende Zahnfleischsaum. Interessant ist in dieser Arbeit noch die Tatsache, dass bei einer Stomatopathie die Temperatur etwa die gleiche war wie bei gesunden marginalen Parodontien. Speziell in diesem Falle war der Befund nicht überraschend, da beide Stellen pathologisch durchblutet waren. Es handelte sich um einen Fall, bei dem krankes und gesundes Gewebe in nächster Nähe beieinander lagen. Ein in dieser Arbeit dargelegter Durchblutungsversuch bringt folgendes:

"Wird ein Zahnfleischsaum aus 50 cm Entfernung für 5 sek. mit Chloräthyl besprays und damit unterkühlt, so erreicht die Temperatur des unterkühlten Zahnfleischsaumes bei gesunden Marginalen nach etwa 180 sek. wieder ihre Ausgangstemperatur. Bei Menschen mit pathologischen Veränderungen der marginalen Parodontien, vor allem blau-laevidem Zahnfleischsaum, lag nach der gleichen Zeit die Temperatur des Gewebes noch ein- zwei Grad unterhalb der Ausgangstemperatur." Auf Grund dieser Tatsache kommt er zu folgender Feststellung: "Das klinisch entzündete, vor allem graublaue, laevid verfärbte marginale Parodontalgewebe unterliegt einer verstärkten Durchblutung. Dasselbe gilt, wenn auch nicht in gleichem Masse, hinsichtlich der Taschentiefe." FRERICH ist gegenteiliger Meinung. NENNINGER ist der Ansicht, dass sich die Temperatur nur bei schweren pathologischen Veränderungen (Abszess) ändert, bei leichten aber nicht. FRERICH konnte dies in etwa bestätigen, denn er fand bei Vitalitätsverlust oder Granulomen keine Temperaturveränderung. EBBECKES Ansicht, dass man aus der Farbe einer entzündeten Hautpartie keine Rückschlüsse auf die Temperatur derselben schliessen kann, wurde durch Veröffentlichungen von MÜLLER und RATSCHOW bestätigt.

Nicht zu vergessen ist die Psyche, die auch von Einfluss auf die Temperatur einer Versuchsperson sein kann. Ihr Einfluss auf die Vasomotorik ist an keiner Stelle so gross wie in Gesicht und Mund. Rot- und Blasswerden sind dafür ein Beispiel. Dieser psychische Faktor kann gerade bei Messungen zu thermometrischen Abweichungen führen. Deshalb ist es wichtig, die Versuchsperson über die Apparatur und den Zweck der Handlung aufzuklären. Etwaig vorhandene Angst kann dadurch ge-

nommen werden. FRANKE und FRERICH sind in diesem Punkte einer Meinung.

d)

In der mannigfachen Literatur wird bei dem Beispiel der werkstoffbedingten, mechanisch-physikalischen und chemischen Prothesenreize die Wärmestauung unter Prothesen als mögliche, die Schleimhaut des Prothesenlagers schädigende Ursache erwähnt. Man geht hier von dem Gedanken aus, dass es infolge des schlechten Wärmeleitvermögens des in der Zahnheilkunde verwendeten Prothesenkunststoffes unter den Prothesen zu einer Ansammlung und Aufstauung der Wärme kommen müsse. Hierzu sagt HENTZE wörtlich: "Kautschuk ist ein schlechter Wärmeleiter infolgedessen kommt es unter Kautschukprothesen stets zu einer Wärmestauung. Dies führt zu Erweiterung der Blutgefäße, Aufquellung der äusseren Epithelschicht und Abschuppung der äussersten Epithelien." Er sagt ferner, dass die saugende Prothese diese Schuppen festhält und so durch die feuchte Wärme hier ein günstiger Nährboden für Bakterien entstände. Weiterhin folgert der genannte Autor, dass die Prothese, die leicht anliegende, alle Artikulationsbewegungen mitmache und so die Bakterien in dem Gaumen einmassiere und implantiere. Die natürliche Folge davon sei eine Entzündung. Dieser im Grunde so einfache und einleuchtende Gedankengang, dem die Wärmestauung als Ausgangspunkt zu Grunde liegt, erscheint uns aber hier nicht ganz folgerichtig. Die Temperaturen unter der Prothese müssten beachtliche Werte annehmen, um eine Gefässerweiterung, rein thermisch bedingt, zu erreichen. Man könnte sich das eher so vorstellen, dass die Schleimhaut durch etwaige Mikrorauhigkeiten an der Prothese gereizt wird und dann durch die Faktoren, wie sie HENTZE aufzählt, sich entzündet. Eine Erweiterung der Gefäße findet man in der Regel am Anfang jeder Entzündung. Trotz der vielen Veröffentlichungen, in denen die Autoren wie HENTZE, LANGER, UHLIG, WANNENMACHER, um nur einige zu nennen, immer wieder die Wärmestauung erwähnen, finden sich nur wenige exakte Angaben über dieses Thema. WANNENMACHER konnte unter Prothesen Temperaturerhöhungen von $37 - 39,7^{\circ}$ messen. Er sagt über die Wärmestauung, er habe beobachtet, dass dieses Brennen oder Wärmegefühl nur an der Gaumenschleimhaut auftrete. Restmonomerwirkungen oder allergische Effekte seien hier auszuschalten, da dieses brennende Gefühl durch das Entfernen der Prothese schnell beseitigt wird. Das wäre bei Allergien nicht der Fall. Er sagt weiter, dass man bei genauer und objektiver Kontrolle der Art und des Ausmasses der Wärmestauung Temperaturerhöhungen unter Kunststoffplatten im Oberkiefer bei angelegter Prothese und geschlossenem Mund messen kann. In einigen Fällen lagen die Temperaturerhöhungen noch über den eingangs genannten Werten, nämlich zwischen $39,8$ und $40,6^{\circ}$ C. WANNENMACHER sagt weiter, dass dieser intensive Temperaturanstieg innerhalb der ersten 10 Minuten eintrete. Danach sei nur noch ein leichter Temperaturanstieg um höchstens einige zehntel Grad zu beobachten. Auch er führt den Temperaturanstieg darauf zurück, dass die Kunststoffe intensiv thermo- und elektro-

isolierend sind. Weiter sagt er, eine Temperaturerhöhung wird um so eher eintreten, je geringer der Speichelfluss und je visköser der Speichel ist. Er erklärt dies damit, dass bei geringem oder viskösem Speichel die Verdunstung kleiner ist und somit auch die Abkühlung.

In einer Veröffentlichung von LANGER findet man den Hinweis, dass experimentell ein Temperaturanstieg auf $40^{\circ} - 60^{\circ}$ festgestellt wurde. Bei dieser Angabe muss es sich um einen Druckfehler handeln, bei dem der von Wannenmacher mit $40,6^{\circ}$ angegebene Wert auf $40^{\circ} - 60^{\circ} \text{ C.}$ entstellt wurde. Wie allgemein bekannt, wäre bei solchen Temperaturen menschliches Eiweiss nicht mehr lebensfähig.

Alle diese Feststellungen über Wärmestauung müssten in Beziehung zur Körpertemperatur gebracht sein, denn dann ist erst zu ersehen, ob eine tatsächliche Temperaturerhöhung vorliegt. Die Autoren erwähnten jedoch nichts über die Körpertemperatur. Bei anderen Autoren wird die Wärmestauung nur als eine weitere Ursache für eine Prothesenstomatitis erwähnt, ohne dass darauf näher Bezug genommen wird.

Vielleicht ist es von Interesse, wenn einmal einige Worte über die Wärmeleitfähigkeit im allgemeinen und bei Kunststoffen im besonderen gesagt werden. In WESTPHALS Lehrbuch der Physik finden wir darüber eine exakte physikalische Definition. Die Wärmeleitfähigkeit eines Stoffes ist gleich derjenigen Wärmemenge, die in einer Sekunde durch eine ebene Platte von 1 cm Dicke und 1 cm^2 Querschnitt fliesst, wenn zwischen beiden Plattenoberflächen eine Temperaturdifferenz von 1 Grad Celsius aufrechterhalten wird. Ihre Dimension ist demnach:

$$\text{cal} \cdot \text{Grad}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{sek}^{-1}$$

In dem Kunststoffleitfaden von REDFARN wird die Wärmeleitfähigkeit von Kunststoffen (Polymethylmethakrylat) mit $4 - 6 \cdot 10^{-4}$ angegeben. Zum Vergleich sei hier der Stahl angeführt, der ein Wärmeleitvermögen von $1150 \cdot 10^{-4}$ aufweist; das heisst, gegenüber dem Kunststoff ist der Stahl befähigt, bei sonst den gleichen Bedingungen, die 250-fache Wärmemenge abzuleiten.

Unter dem Eindruck dieser Zahlen könnte man zu dem Schluss verleitet werden, dass es unter Kunststoffprothesen in jedem Falle zu einer Aufstauung der Wärme kommen müsse. Es kann aber nicht deutlich genug gesagt werden, dass bei der Beurteilung von Temperatur und Wärmeverhältnissen, besonders bei der Beurteilung der Wärmestauung, scharf zwischen Temperatur und Wärmemenge unterschieden werden muss. So kommt es durch Behinderung des Wärmeabflusses keinesfalls notwendigerweise zur Temperaturerhöhung. Dazu folgendes Beispiel:

Wird ein Körper beliebiger grosser Wärmemenge und von bestimmter Temperatur allseitig von einem schlechten Wärmeleiter umschlossen, so kann sich seine Temperatur keinesfalls erhöhen, was ja einem Energiezuwachs gleichkäme und den Hauptsätzen der Wärmelehre widersprechen würde. Ganz anders liegen die Verhältnisse, wenn dem genannten Körper Wärme zugeführt oder in seinem Inneren durch exotherm-chemische Prozesse diese frei wird. Im menschlichen Körper

wird aktiv Wärme erzeugt. Nun ist aber folgendes zu überlegen: Die Wärmeproduktion in unserem Körper erfolgt fast ausnahmslos in den inneren Organen, vorwiegend in der Leber und auch in der Muskulatur. Die durch den Eigenstoffwechsel der Haut freiwerdende Wärme ist dagegen von untergeordneter Bedeutung. IPSEN gibt an, dass von der ganzen Wärme, die der menschliche Körper produziert, nur 4% auf die Haut entfallen. Den Ansichten FRERICHS nach ist dieser Prozentsatz noch zu hoch veranschlagt. Daraus kann mit Recht gefolgert werden, dass die Wärme des Gaumens zum grössten Teil mit dem Blute herangeführt wird, da Wärme im Bereiche des Gaumens nur in äusserst bescheidenem Masse produziert wird. Da weiterhin der homoiotherme menschliche Körper durch vielgestaltige Regulationseinrichtungen, auf die hier näher nicht eingegangen werden soll, befähigt ist, die jeweilige Körpertemperatur im Ganzen konstant zu halten, ist es auch in diesem Falle durch Isolation einer zur gesamten wärmeabstrahlenden Körperoberfläche kleinen Hautpartie nicht möglich, einen auch nur örtlich begrenzten Temperaturanstieg über die Temperatur des arteriellen Blutes herbeizuführen. Es kann nicht geleugnet werden, dass die Prothese in den Wärmehaushalt der Kieferschleimhaut eingreift, jedoch sind dem Temperaturanstieg unter Prothesen durch die Körpertemperatur Grenzen gesetzt. Diese Tatsachen wollten wir durch unsere Versuche ausbauen und erhärten. Es sollte dabei so vorgegangen werden, dass mit sehr empfindlichen Instrumenten, deren Beschreibung später noch folgt, die Gaumentemperatur bei einer grossen Anzahl von Patienten festgestellt wurde. Bei den Prothesenträgern unter diesen Patienten sollten dann noch zusätzlich die Temperaturen unter der Prothese ermittelt werden und die dort gefundenen Werte zur gleichzeitig gemessenen Körpertemperatur in Beziehung gebracht werden. Die Auswertung der Ergebnisse musste dann ein klares Bild über die Temperaturverhältnisse unter Prothesen ergeben.

II. HAUPTTEIL

MESSPROBLEME. (Einleitung)

ECKSTRÖM war es, der um die Jahrhundertwende Messungen mit einem Thermoelement in der Mundhöhle vornahm. FRERICH bringt in seiner Arbeit eine genaue Zusammenstellung der im Moment zur Verfügung stehenden Instrumente und Möglichkeiten für Messungen in der Mundhöhle. Von all diesen Möglichkeiten wählten wir das Thermoelement - Spiegelgalvanometersystem, weil es, wie später in der Beschreibung der Versuchsanordnung aufgeführt, im feuchten Milieu bewegt werden kann, weil es sehr biegsam war und somit alle Stellen, die wir messen wollten, leicht erreichen liess und weil es so winzig war, dass es aller Voraussicht nach die Temperatur an dem zu messenden Punkte nicht durch die eigene Masse beeinflusste. Ein Quecksilberthermometer wurde verwendet, um die jeweilige Körpertemperatur, unter der Achsel gemessen, festzustellen. Wir waren uns dabei bewusst, dass zu einer exakten klinischen Messung der Körpertemperatur eine Rektalmessung gehörte. Wir sahen davon ab, weil wir erstens alle unsere Ver-

suchspersonen aus dem Ambulatorium der Klinik (Prothetische Abteilung) bekamen und weil wir zweitens daran interessiert waren, eine möglichst grosse Anzahl von Patienten zu messen. Rektalmessung hätte bedeutet, die Patienten für kurze Zeit, wenigstens für so lange als die Messungen dauerten, stationär aufzunehmen. Das hätte zu viel Zeit in Anspruch genommen und wäre vielleicht am fehlenden Verständnis vieler Patienten für unsere Versuche gescheitert.

Vielleicht sollten auch einige Worte über die Messfehler gesagt werden, die bei solchen Messungen von Einfluss auf die Ergebnisse sein könnten. So glaubt FRANKE eine Temperaturerhöhung festzustellen, wenn er die Messsonde unter Druck aufbringt. Dieselbe Meinung finden wir bei FRERICH. Er nennt diese Fehler das "Durchdrücken". Es komme hier durch das Abdrücken der Gefässe zu Zirkulationsstörungen und somit natürlich zu falschen Ergebnissen. Andererseits kann aber nach FRERICH auch schon die Messsonde allein ohne Durchdrücken eine Veränderung der Temperatur hervorrufen. Sie löst, wie er sagt, einen Reiz auf die Mundschleimhaut aus, die normale Durchblutung wird dadurch gestört und eine Veränderung der Temperatur kann die Folge sein. Die Meinungen gehen hierüber jedoch weit auseinander. So berichten SCHMID und KAIRIES, dass sie Veränderungen der Temperatur durch das Anbringen der Messsonde an der Mundschleimhaut feststellen konnten. Jedenfalls waren wir sehr darauf bedacht, alle nur in Betracht kommenden Fehlerquellen bei unseren Messungen auszuschalten.

a)

In der ersten Versuchsreihe unserer Messungen waren die Versuchspersonen durchwegs jugendliche Patienten, die zum grössten Teil noch einen vollbezahnten Kiefer vorzuweisen hatten. Wir wollten, bevor wir auf die Wärmestauung eingingen, einen Überblick über die Gaumentemperaturverhältnisse an jugendlichen Patienten gewinnen.

Für unsere Messungen schien ein Miniaturthermoelement, nämlich das Thermokox-Philips, das in Form eines Halbfabrikates als Metallmantelkabel geliefert wird, am geeignetsten. Dieses Miniaturthermoelement besteht aus zwei durch Magnesiumoxyd voneinander isolierten Drähten verschiedener Metalle, die das Elementenpaar bilden.

Chromel +:	Cr	10%
	Ni	90%
Alumel - :	Ni	94%
	Mn	3%
	Al	2%
	Si	1%

Die Drähte, Alumel und Chromel sind, wie bereits erwähnt, in Magnesiumoxyd eingebettet und von einem säurefesten Spezialstahlmantel umgeben, der neben grosser Elastizität auch noch absoluten Schutz gegen Feuchtigkeit bietet. Der Aussendurchmesser dieses ganzen Gebildes beträgt genau einen Millimeter.

Diese beiden Drahtenden mussten nun freigelegt werden. Es sind dazu verschiedene Methoden angegeben. Wir gingen derart vor, dass wir den Mantel des Halbfabrikates mit einem feinen Steinchen an zwei einander gegenüberliegenden Seiten im Verlauf der Längsachse durchschliffen und die so entstandenen Zungen abbogen und abbrachen. Die beiden in den Mantel eingebetteten Drahtadern lagen somit einige mm frei. Laut Anleitung war nach Freilegung der Innenleiter mit einem Ohmmeter der Isolationswiderstand zu messen. Man misst dabei zwischen:

Chromel und Mantel: Mehrere M Ω

Alumel und Mantel: Mehrere M Ω

Chromel und Alumel: Mehrere M Ω

Sinkt der gemessene Widerstand auf unter 1 M Ω , so besteht die Möglichkeit, dass durch Aufnahme von Wasser aus der Umgebung die Isolationsfähigkeit des Magnesiumoxyds beeinträchtigt wurde. In diesem Falle wäre das Werkstück mehrere Stunden bei 150° C. in einem Ofen oder Trockenschrank zu trocknen, worauf der ursprüngliche Isolationswiderstand wieder erreicht würde.

Die beiden freiliegenden Drahtenden wurden dann mit Sandpapier gesäubert und zusammengedreht, Flussmittel aufgebracht und mit Goldlot verlötet. Als Flussmittel ist es vorteilhaft, ein fluorhaltiges Flussmittel zu verwenden, da es laut Anleitung bessere Resultate als Borax zeitigt. Weiterhin ist darauf zu achten, dass nicht zu viel Flussmittel aufgebracht wird, da man sonst Gefahr läuft, eine leitende Verbindung zwischen Mantel und heisser Lotstelle herzustellen. Als heisse Lotstelle bezeichnet man die Lotstelle, die später im Kopf der Messsonde als Messinstrument verwendet wird.

Verlöten sollte man laut Anleitung autogen. In unserem Falle arbeiteten wir mit dem Bunsenbrenner und kamen damit auch zu Erfolg. Wichtig ist dabei, dass die Flamme so eingestellt wird, dass ein Überschuss an Sauerstoff vorhanden ist. Eine reduzierende Flamme wäre zur Verlötung eines Thermokocaxelementes ungeeignet und würde ein schlechtes Thermoelement ergeben.

Abbildung 1 zeigt den Schaltplan zur Versuchsreihe 1.

Die Lotstellen eins und zwei wurden in ein Glasröhrchen gesteckt. Dieses war vorher erhitzt, auf ein ganz dünnes Ende ausgezogen und an seiner Spitze zugeschmolzen worden. Auf diese Weise war uns ein sicherer Schutz gegen Feuchtigkeit geboten. Die beiden Lotstellen waren vor dem Einschieben mit Lack isoliert worden. Das offene Ende der Glasröhre mündete in einem Hartgipsgriff, der gleichzeitig die Verbindungsstelle Thermoelement-Kompensationskabel umgab und somit Isolation und Schutz gegen mechanische Beanspruchung bot. Das Ganze bildete so ein Instrument, das sehr einfach in seiner Handhabung war (Abbildung 2).

Lotstellen 3 und 4 waren in einem Dewargefäß untergebracht und funktionierten als Ausgleichslotstellen. In der technischen Fachsprache wird diese Lotstelle auch als "Kalte Lotstelle" bezeichnet. Das Dewargefäß war mit Eiswürfeln und Wasser gefüllt. Ein Rührwerk sorgte dafür, dass die Temperatur in dem Gefäß konstant auf der des schmelzenden Eises blieb. Ein zusätzlich in der Thermosflasche eingebrachtes Thermometer zeigte an, wann Eiswürfel nachgefüllt werden mussten.

Ein so gefülltes Gefäß hielt im allgemeinen nahezu zwei Stunden vor. Die Lotstellen waren über ein Kompensationskabel an ein Spiegelgalvanometer angeschlossen. +)

Die Drähte des Kompensationskabels sind aus denselben Metallen wie die Drähte des Thermoelementes hergestellt. Dies ist eine Grundbedingung, da sonst an der Lotstelle Thermoelement-Kompensationskabel bei Nichtanwendung dieses Prinzips ein neues Thermoelement geschaffen würde. Unser Kompensationskabel Typ 2 AB 35, hat Chromel und Alumel als Ademmaterial und einen Gesamtdurchmesser von 3,5 mm. Das Stahlgeflecht kann im Bedarfsfalle mit dem Stecker verlötet werden.

BESTIMMUNG DER POLARITÄTEN.

Vor dem Verlöten des Elementes mit dem Kompensationskabel und Anschluß an den Mikrostecker müssen die Polaritäten des Thermoelementes und Kompensationskabels bestimmt werden. (Der Mikrostecker Typ MF 3 erlaubt die saubere, elektrisch vollkommen abgeschirmte Verbindung von zweipoligen Thermokocax-Thermoelementen mit abgeschirmten Verbindungskabeln vom Typ 2 AB 35 oder ähnlichen. Das Kompensationskabel wird dabei am äusseren Mantel festgehalten, so dass die Innenleiter keiner mechanischen Beanspruchung ausgesetzt werden.)

Laut Anleitung sollte ein Farbunterschied zwischen den beiden Drahtadern sowie bei den Innenleitern des Kompensationskabels anzeigen, welches von beiden der + Pol oder der - Pol sei. Leider konnte ein Unterschied hier nur sehr schwierig festgestellt werden. Ein weiterer Hinweis zur Bestimmung der Polaritäten brachte uns jedoch den gewünschten Erfolg. Dabei werden von den Innenleitern des Thermokocax, wie auch von denen des Kompensationskabels, je ein kleines Stückchen von 1 - 3 mm abgeschnitten und in die Nähe eines Magneten gebracht. Der elektrisch positive Pol, der Chromeldraht, wird vom Magneten nicht angezogen. Der elektrisch negative Pol dagegen wird vom Magneten angezogen. Auf die Polaritäten ist besonders bei der Verlötung des Thermoelementes mit dem Kompensationskabel zu achten. Die Beschreibung der Herstellung dieser Messanlage wäre, ohne die technischen Daten des Thermokocaxelementes zu erwähnen, unvollständig. Diese sind:

Typ 2 AB Ac 05	
Aussendurchmesser	0,5 mm
Mantelstärke	0,06 mm
Aderndurchmesser	0,1 mm
Gesamtwiderstand	
pro m (Chromel - Alumel) Ω /m	140 (20°C)
	190 (650°C)
Temperaturbereich (geeicht)	0 900
nach individueller Eichung	-200 0

+) Spiegelgalvanometer der Fa. Gebr. Ruhstrat Göttingen. App. Nr. 205 290 KSG
5 Rg = 1330. Das Gerät ist eine Leihgabe der Techn. Hochschule in München.

verwendbar in den Bereichen	900 1100
kurzzeitig zulässige Temperatur	1100
kleinster Krümmungsradius	0,5 mm
Standardlängen	30 150 m

DIE EICHUNG DES GERÄTES.

Die kalte oder Ausgleichslotstelle wurde in die mit Eiswürfeln gefüllte Thermosflasche (Dewar-Gefäß) gebracht, wo ein Rührwerk für gute Durchmischung und damit überall konstante Temperatur sorgte. Ein ebenfalls dort angebrachtes Thermometer diente zur Kontrolle. Die heisse oder aktive Lotstelle, in unserem Falle der Taster, wurde in ein anderes Gefäß gebracht, das Wasser von 40°C und ebenfalls ein Thermometer enthielt. Die Temperatur des Dewargefäßes wurde konstant auf der des schmelzenden Eises gehalten. Die Temperatur des anderen Gefäßes wurde in gewissen Abständen abgelesen und dann der jeweilige Stand des Lichtzeigers des Galvanometers auf mm - Papier in ein Koordinatenkreuz übertragen. Es ergab sich eine Gerade. Geringe Abweichungen der Messpunkte dieser Geraden lassen die absolute Genauigkeit des Spiegelgalvanometers erkennen. Mittels dieser Geraden waren wir im Stande, die späteren Ergebnisse unserer Messungen bis in zehntel Grad umzurechnen (Abbildung 3).

Das Spiegelgalvanometer musste vor jeder Messung nivelliert und auf den Nullpunkt eingestellt werden. Zur Nivellierung war eine Wasserwaage mit Stellschraube an dem Gerät angebracht; zur Nullpunkteinstellung wurde das Gerät kurzgeschlossen. Dabei wurde die Zuleitung des Kompensationskabel-Thermoelementgebildes abgeklemmt und ein kurzer blanker Draht von + nach - geschaltet. Der Lichtzeiger konnte dann, falls er eine Abweichung zeigte, mittels einer eigens dafür angebrachten Schraube auf den Nullpunkt zurückgedreht werden.

DIE DURCHFÜHRUNG DER MESSUNGEN.

Nachdem wir unser Gerät auf das genaueste überprüft hatten, konnten die eigentlichen Messungen beginnen. Anfangs baten wir die Studenten unserer Klinik, sich für unsere Messungen zur Verfügung zu stellen, was sie auch gerne taten. Die Gaumentemperaturmessungen konnten so verhältnismässig schnell ablaufen. Die eigentliche Messarbeit ging so vor sich, dass der Erste von einer Gruppe gleich auf dem Op.-Stuhl Platz nahm, während ein Zweiter die von uns angegebenen Werte zu Papier brachte. Die Schreibarbeit selbst durchzuführen, hätte wertvolle Zeit in Anspruch genommen, da der Messtaster jedes Mal aus dem Munde der Versuchsperson entfernt werden musste, wenn ein gefundener Wert aufzunotieren war. Der Taster hätte sich abgekühlt und für die Messung des nächsten Punktes erst wieder einige Zeit vorgewärmt werden müssen. -- Die Versuchsperson wurde also aufgefordert, das Fieberthermometer unter die Achsel zu bringen, dann wurde der Taster an die Umschlagsfalte gelegt und hier einige Sekunden vorgewärmt. Zeigte das Galvanometer dann einen Wert an, der ungefähr einer Temperatur von 30° entsprach, so wurden die vorbestimmten Punkte im Munde der Reihe nach gemessen.

Diese Punkte waren:

- 1) Umschlagfalte unmittelbar rechts neben dem frenulum labiale.
- 2) Umschlagfalte in Höhe des linken oberen Eckzahnes.
- 3) Paratubärer Raum links.
- 4) Paratubärer Raum rechts.
- 5) Papilla incisiva.
- 6) Torus palatinus.
- 7) Rugae palatinae links.
- 8) Rugae palatinae rechts.
- 9) Drüsenreiche Zone links.
- 10) Drüsenreiche Zone rechts.

Der Taster wurde dabei in den genannten Bezirken, möglichst ohne Druck, solange an den zu messenden Punkt gehalten, bis der Lichtzeiger des Galvanometers vollkommen ruhig stand.

Jeder Patient musste vorher einige Fragen beantworten wie: Haben sie geraucht, oder Alkohol genossen? oder: Wieviel Stunden haben sie in der letzten Nacht geschlafen?

Die Messungen bei jeder einzelnen Versuchsperson dauerten bis zu 10 Minuten und darüber. Während dieser ganzen Zeit war das Fieberthermometer unter der Achsel und konnte so die Temperatur anzeigen, die wir schlechthin als Körpertemperatur bezeichnen.

Es wurden hier die Ergebnisse von 10 Patienten ausgewählt. Diese Auswahl erfolgte ohne bestimmte Gesichtspunkte. Die Beispiele sollen nur einen Einblick über die Art der Registrierung unserer Werte vermitteln.

M. W.

geb. 10.11.38

männl.

Messung 10 h vormittags:

Nichtraucher

normaler Schlaf

Körpertemperatur

36,7

Scala	C ⁰	Differenz
70,4	36,40	-0,30
70,5	36,45	-0,25
70,6	36,50	-0,20
71,0	36,70	-0,00
67,6	35,13	-1,57
68,8	35,65	-1,05
68,9	35,70	-1,00
69,8	36,15	-0,55
70,1	36,27	-0,43
70,4	36,40	-0,30

T. D.

geb. 26.4.31

männl.

Messung 2 h nachmittags:

Scala	C°	Differenz
68,3	35,45	-1,05
68,0	35,30	-1,20
71,0	36,70	+0,20
71,0	36,70	+0,20
66,4	34,55	-1,95
68,0	35,30	-1,20
67,2	34,95	-1,50
68,3	35,45	-1,05
70,0	36,23	-0,27
69,8	36,15	-0,35

Raucher

leichte Erkältung

Körpertemperatur

36,50

R. T.

geb. 16.3.39

männl.

Messung 2 h nachmittags:

Scala	C°	Differenz
68,4	35,50	-1,40
69,5	36,00	-0,90
71,0	36,70	-0,20
70,5	36,45	-0,45
66,0	34,43	-0,47
67,3	35,00	-1,90
68,4	35,50	-1,40
68,2	35,40	-1,50
69,5	36,00	-0,90
69,5	36,00	-0,90

Raucher

Körpertemperatur

36,9

L. K.

geb. 15.1.41

männl.

Messung 11 h vormittags:

Scala	C°	Differenz
69,8	36,2	-1,0
69,8	36,2	-1,0
70,4	36,4	-0,8
70,5	36,45	-0,75
67,0	34,85	-2,35
68,8	35,7	-1,5
69,0	35,75	-1,45
68,5	35,55	-1,65
70,2	36,3	-0,9
70,0	36,2	-1,0

Raucher

kurz vorher geraucht

Körpertemperatur

37,2

L. H.

geb. 31.8.28

männl.

Messung 10 h vormittags:

Scala	C°	Differenz
64,5	33,70	-3,1
67,3	35,00	-1,8
70,2	36,30	-0,5
70,0	36,20	-0,6
64,4	33,65	-3,15
64,6	33,75	-3,05
66,0	34,40	-2,40
65,9	34,35	-2,45
67,7	35,15	-1,65
68,6	35,60	-1,20

Nichtraucher

Körpertemperatur

36,8

R. D.

geb. 13.6.32

männl.

Messung 10 h vormittags:

Scala	C ^o	Differenz
65,8	34,30	-2,5
68,5	35,55	-1,25
70,6	36,50	-0,30
69,8	36,15	-0,65
67,0	34,85	-1,95
67,0	34,85	-1,95
69,2	35,85	-0,95
68,2	35,40	-1,40
70,1	36,27	-0,53
70,0	36,23	-0,57

Raucher

noch nicht geraucht

Körpertemperatur

36,8

S. O.

geb. 10.3.33

männl.

Messung vormittags:

Scala	C ^o	Differenz
69,5	36,0	-0,9
69,7	36,1	-0,8
70,5	36,45	-0,45
70,5	36,45	-0,45
69,5	36,0	-0,9
67,7	35,15	-1,75
70,0	36,20	-0,7
70,0	36,20	-0,7
69,8	36,15	-0,8
70,0	36,20	-0,7

Raucher

vorher geraucht

normaler Schlaf

Körpertemperatur

36,9

S. H.

geb. 12.3.35

männl.

Messung mittags:

Scala	C°	Differenz
69,4	35,9	-0,45
70,5	36,45	+0,05
70,8	36,6	+0,2
70,0	36,23	-0,17
65,2	34,03	-2,37
65,0	33,95	-2,45
64,8	33,85	-2,55
64,8	33,85	-2,55
65,6	34,20	-2,20
66,2	34,48	-1,92

Raucher

vorher geraucht

normaler Schlaf

Körpertemperatur

36,4

E. K.

geb. 24.3.36

männl.

Messung nachmittags:

Scala	C°	Differenz
70,6	36,5	-0,50
69,4	35,95	-1,05
71,0	36,7	-0,3
70,5	36,45	-0,55
66,6	34,65	-2,35
69,0	35,75	-1,25
68,7	35,63	-1,37
68,2	35,40	-1,60
71,0	36,70	-0,30
70,6	36,50	-0,50

Nichtraucher

normaler Schlaf

Körpertemperatur

37,0

M. K.
geb. 29.4.39
männl.

Messungen 10 h vorm.

Scala	C°	Differenz
65,6	34,2	-2,70
66,0	34,4	-2,50
67,2	35,3	-1,60
68,3	35,45	-1,45
66,5	34,6	-2,30
66,0	34,4	-2,50
67,6	35,1	-1,80
67,2	34,95	-1,95
65,3	35,45	-1,45

Raucher
zuletzt vor einer halben
Stunde geraucht
8 Stunden Schlaf
Körpertemp.
36,9

b)

Für die Versuchsreihe II, Gaumentemperaturmessungen und Messungen unter der Prothese während diese im Munde war, wäre diese Versuchsanordnung nicht mehr geeignet gewesen. Wir hatten die Versuchspersonen nicht in so grosser Anzahl zur Verfügung; ausserdem wäre es nicht möglich gewesen, die Temperatur in dem Dewar-Gefäss, in dem die kalte Lotstelle untergebracht war, über grosse Zeiträume konstant zu erhalten. Ferner wären Messungen unter der Prothese mit der Versuchsanordnung Nr. I nicht möglich gewesen.

Unser zweites Gerät musste immer aktionsfähig sein und die Messungen sollten ohne grosse Vorbereitung ablaufen können. Die Patienten der zweiten Versuchsreihe waren alle bereits Prothesenträger oder bekamen in der Klinik Prothesen angefertigt.

Als Messelement kam auch hier wieder das Thermokocax-Miniaturelement zur Verwendung. Die Fertigstellung, Anwendung und dazugehörigen technischen Daten sind bereits in Versuchsreihe I beschrieben worden und somit bekannt. Für die Versuchsreihe II wurde ein Taster konstruiert, der sowohl Messungen am Gaumen als auch Messungen unter der Prothese mit Leichtigkeit durchführen liess. Dazu wurde eine Kunststoffleiste an ihrer Spitze mit einem Hohlraum versehen, welcher später den Kopf des Thermoelementes aufnahm. Der Draht des Thermoelementes lief auf der hohen Kante der Kunststoffleiste zurück in den Griff des Tasters. Die Leiste war durch eine Drahtsperre abnehmbar am Griff des Tasters befestigt. Der Griff war aus Palavit hergestellt und diente als Isolation und Schutz gegen mechanische Beanspruchung für die Stelle, an der das Thermoelement mit dem Kompensationskabel verlötet war. Zu Messungen am Gaumen wurde die Leiste an ihrer Stelle belassen, bei Messungen unter der Prothese wurde sie abgenommen. Das Thermoelement hing dann in seiner ganzen Länge aus dem Griff heraus

und konnte leicht unter die Prothese gebracht werden. Es war klein genug, um die Prothese nicht von ihrer Unterlage abzudrängen. Da wir bei diesen Versuchen ebenfalls die Körpertemperatur messen und diese mit der im Munde gemessenen Temperatur in Beziehung bringen wollten, fertigten wir einen zweiten Taster an. Dieser Taster wurde auch aus Palavit hergestellt und erhielt neben dem Thermoelement noch eine Vorrichtung zur Aufnahme eines Quecksilberthermometers. (Abbildung 4)

Die Thermoelemente waren über Kompensationskabel an ein Spiegelgalvanometer angeschlossen. ⁺⁾

Die Anordnung bzw. die Schaltung der Elemente war dergestalt, dass das Gerät immer die Differenz der zwei gemessenen Stellen (Mund und Achsel) anzeigte (Abbildung 5). Die eigentliche Körpertemperatur konnte aus dem in Taster 2 angebrachten Fieberthermometer ersehen werden.

DIE EICHUNG DES GERÄTES:

Durch ein Vorschaltgerät der Firma Lange musste das Gerät so gedrosselt werden, dass es erst bei zehntel Grad reagierte. Es war ursprünglich so empfindlich, dass es schon die geringsten Schwankungen anzeigte und deswegen oft lange nicht zum Stillstand kam. Ausserdem erlaubt dieses Vorschaltgerät, das Spiegelgalvanometer so einzustellen, dass an der Skala die Temperaturdifferenz zwischen beiden Messstellen direkt in Grad Celsius abgelesen werden konnte.

Wir stellten zwei Gefässe auf, die mit Wasser gefüllt waren und von denen das eine Zimmertemperatur hatte, das andere eine Temperatur, die genau um 5 Grad höher war. Das Gerät wurde auf den Nullpunkt eingestellt; dann wurden beide Taster in dasselbe Gefäss gebracht und der Nullpunkt durfte sich dabei nicht verändern. Dies bereitete immer einige Schwierigkeiten, da das Gerät trotz der Drosselung noch so empfindlich war, dass es selbst schon geringe Abkühlungsströmungen innerhalb des Gefässes registrierte. Wurde dann einer der beiden Taster in das andere Gefäss gebracht, das einen Temperaturunterschied von 5 Grad aufwies, so musste das Gerät diese 5 Grad anzeigen. Die Temperaturdifferenz von 5 Grad wurde mit einem Berkeland Thermometer -- ein Skalenteil $3 \frac{1}{100}^{\circ}\text{C}$ kontrolliert.

Abschliessend sollen noch einige Einzelheiten über das Multiflexgalvanometer gesagt werden.

Das Multiflexspiegelgalvanometer ist ein Spiegelgalvanometer, bei dem Beleuchtungseinrichtung, Lichtzeiger, Skala und Widerstände zusammen mit dem Galvanometersystem in einem handlichen Gehäuse von 29 x 26 cm bei einer Höhe von 16 cm untergebracht sind. Die Lichtzeigerlänge beträgt 1 m, Skalenlänge 200 mm.

⁺⁾ Das Multiflexgalvanometer ist ein Erzeugnis der Firma Dr. B. Lange, Berlin Zehlendorf, Hermannstr. 14-18, Typ Mg Ia Nr. 193952

Das Gerät ist eine Spende der Gesellschaft von Freunden und Förderern der Universität München.

Eingangswiderstand	300 Ohm
Aperiod. Grenzwiderstand ca.	2000 Ohm
Empfindlichkeit ca.	10^{-9} A/mm

Bei diesem Spiegelgalvanometer ist das System des Zeigers von der Masse befreit. Es trägt nur einen kleinen Spiegel, der den trägheitslosen Lichtzeiger umlenkt, eine Tatsache, die jedes Spiegelgalvanometer aufweist. Die Spannbandaufhängung des hochempfindlichen Drehspuhlsystems vermeidet jede Lagerreibung.

Eine Nivellierung des Gerätes ist nicht notwendig und erlaubt durch Nullpunktunterdrückung, die Skala auf zwei Meter auszudehnen (10-facher Vollausschlag).

DURCHFÜHRUNG DER MESSUNGEN.

Nachdem der Patient Platz genommen hatte, wurde er über den Vorgang und Zweck unserer Versuche unterrichtet, um ihm etwaige Angst zu nehmen. Danach wurde er aufgefordert, den Taster 2 unter der Achsel anzubringen. Darauf wurde Taster 1 in die Umschlagfalte appliziert und einige Sekunden gewartet. Die Einstellzeit des Galvanometers betrug nur wenige Sekunden. Alsdann konnte auch hier mit den Messungen begonnen werden.

Die Apparatur gestattete es, die direkte Differenz zwischen Achseltemperatur und Messpunkt im Munde abzulesen. Bei all diesen Manipulationen wurde dem Patienten eingeschärft, nur durch die Nase zu atmen. Zur Probe liessen wir den Patienten auch durch den Mund atmen. Es war aber unmöglich, hier einen genauen Wert zu bekommen, da das Multiflex-Spiegelgalvanometer bei jedem Atemzug den Ausschlag des Lichtzeigers änderte und dieser niemals zum Stillstand kam. Als erstes wurde immer ohne Prothese gemessen und zwar an den gleichen Punkten wie in Versuchsreihe I aufgeführt. Hinterher wurde das Thermoelement unter die Prothese geschoben und die Temperatur im Bereich der drüsenreichen Zone und dann im Bereich der Fettgewebszone gemessen. Das Thermoelement wurde hier immer bis zum völligen Stillstand des Lichtzeigers am Platze belassen. Ich möchte auch hier einige Beispiele anführen, die wiederum ganz ohne besondere Anhaltspunkte aus den Ergebnissen herausgenommen wurden:

S. M.

Geb. 23.3.95

weibl.

10⁴⁵ h vormittags:

Patientin hat die erste Prothese. Prothese ist seit einem Monat im Mund.

- | | |
|----------|-----------|
| 1) - 2,4 | 6) - 2,4 |
| 2) - 1,8 | 7) - 2,2 |
| 3) - 0,4 | 8) - 2,1 |
| 4) - 0,3 | 9) - 1,1 |
| 5) - 2,6 | 10) - 1,0 |

Körpertemperatur 36,3

Temperatur unter der Prothese

-0,8

K. J.

geb. 17.3.95

weibl.

11⁴⁵ h vormittags:

Seit ca. 35 Jahren Prothesenträgerin. Niemals Beschwerden. Die neue Prothese ist seit einer Woche im Mund, auch ausser Druckstellen keine Beschwerden.

1) - 0,2 6) - 0,7

2) - 0,1 7) + 0,1

Körpertemperatur 36,5

3) + 0,1 8) $\pm$ 0,0

4) + 0,2 9) + 0,2

Temperatur unter der Prothese

5) - 0,6 10) + 0,3

+ 0,1

L. M.

geb. 21.1.01

weibl.

10³⁰ h vormittags:

Seit 20 Jahren Prothesenträgerin. Prothese seit acht Tagen im Mund.

(Pal. rosa)

1) + 0,7 6) $\pm$ 0,0

2) + 0,4 7) $\pm$ 0,0

Körpertemperatur 36,4

3) + 0,6 8) + 0,1

4) + 0,6 9) $\pm$ 0,0

Temperatur unter der Prothese

5) - 0,1 10) + 0,1

+ 0,4

H. A.

geb. 2.3.96

männl.

15⁰⁰ h

Seit zwanzig Jahren Prothesenträger. Neue Prothese seit vierzehn Tagen.

1) - 0,5 6) - 0,9

2) - 0,2 7) - 0,8

Körpertemperatur 36,4

3) - 0,0 8) - 0,8

4) - 0,1 9) - 0,6

Temperatur unter der Prothese

5) - 0,7 10) - 0,5

- 0,4

S. K.
geb. 10.1.05
weibl.
10 h vormittags:

Seit zehn Jahren Prothesenträgerin. Neue Prothese seit einer Woche im Mund.

1) - 1,6	6) - 2,0	
2) - 1,6	7) - 1,4	Körpertemperatur 36,6
3) - 0,8	8) - 1,6	
4) - 0,9	9) - 1,2	Temperatur unter der Prothese
5) - 0,9	10) - 1,0	- 0,5

H. A.
geb. 14.8.02
männl.
10²⁰ h vormittags:

Erste Prothese seit zwei Tagen im Mund.

1) - 0,8	6) - 1,8	
2) - 1,0	7) - 1,0	Körpertemperatur 36,4
3) - 0,6	8) - 1,2	
4) - 0,4	9) - 0,9	Temperatur unter der Prothese
5) - 2,0	10) - 1,0	- 0,6

S. M-E.
geb. 18.10.98
weibl.
11⁴⁵ h

Seit neun Jahren Prothesenträgerin. Die neue Prothese wird seit ca. vier Wochen getragen. (Pal. rosa)

1) - 1,1	6) - 1,4	
2) - 0,6	7) - 1,1	Körpertemperatur 36,8
3) - 0,1	8) - 1,3	
4) - 0,3	9) - 1,0	Temperatur unter der Prothese
5) - 1,4	10) - 1,1	- 0,8

S. O.

geb. 31.12.03

männl.

14¹⁵ h

Seit zwanzig Jahren Prothesenträger. Neue Prothese seit etwa einer Woche im Mund.

1) - 0,2

6) - 0,3

Körpertemperatur 36,6

2) - 0,2

7) - 0,2

3) - 0,1

8) - 0,2

4) - 0,1

9) - 0,1

Temperatur unter der Prothese

5) - 0,5

10) - 0,0

- 0,6

K. A.

geb. 10.3.08

weibl.

13 h

Drei Jahre mit Prothese im Mund. Patientin hat vorher eine Prothese getragen.

1) - 1,2

6) - 1,8

2) - 0,8

7) - 0,8

Körpertemperatur 36,5

3) - 0,3

8) - 0,8

4) - 0,3

9) - 0,8

Temperatur unter der Prothese

5) - 2,4

10) - 0,7

- 0,6

H. A.

geb. 2.3.96

männl.

13⁴⁵ h

Seit zwanzig Jahren Prothesenträger. Neue Prothese seit acht Tagen. Prothese seit heute Morgen im Mund.

1) - 0,3

6) - 1,4

2) - 0,1

7) - 0,4

Körpertemperatur 36,4

3) $\pm$ 0,0

8) - 0,7

4) $\pm$ 0,0

9) - 0,4

Temperatur unter der Prothese

5) - 1,8

10) - 0,3

- 0,4

AUSWERTUNG DER ERGEBNISSE:

Bei unseren Messungen wurden in Versuchsreihe I 120 und in Versuchsreihe II 104 Personen gemessen. Wir haben davon abgesehen, die Ergebnisse in Kurven darzustellen, da diese hier zu sehr streuen und damit keinen klaren Überblick vermitteln würden. Abb. 6 gibt die gewonnenen Ergebnisse der Gaumentemperatur wieder, die immer auf die Körpertemperatur der gemessenen Versuchsperson bezogen ist.

Die obere Hälfte gibt die gemessenen Werte bei jungen Patienten von 20 - 30 Jahren wieder, die untere Hälfte die entsprechenden Ergebnisse bei älteren Versuchspersonen von 50 - 70 Jahren. Ein Punkt im Bild bedeutet immer den aus den 10 Messpunkten des Gaumens eines Patienten gefundenen Mittelwert. Aus der Aufzeichnung ist bei einigen Fällen eine Erhöhung der am harten Gaumen gemessenen Temperatur über die Körpertemperatur, unter der Achsel gemessen, zu beobachten. Es ist dies keine absonderliche Tatsache, sondern findet darin eine gültige Erklärung, dass die eigentliche Körpertemperatur, die in der klinischen Thermometrie immer rectal gemessen wird, unter der Achsel im Durchschnitt um $0,2 - 0,3^{\circ}$ niedriger ist.

Die Gründe welche uns von einer Rectalmessung absehen liessen, wurden bereits an einer anderen Stelle dieser Arbeit diskutiert.

Bei Analyse der Abb. 7, bei dem die Temperaturen unter Prothesen, auch wieder auf die Achsel bezogen, ermittelt wurden, ist wiederum festzustellen, dass die Fälle, die im positiven Bereich liegen, weiterhin zugenommen haben. Aus dieser Tatsache den Schluss zu ziehen, dass es unter der Prothese zu einer durch den Werkstoff bedingten Temperaturerhöhung gekommen sei, wäre falsch.

Die in der Abb. 8 gezeigte Aufzeichnung, der Temperaturveränderung beim Tragen der Prothesen, zeigt deutlich, dass auch in einem grossen Teil der Fälle die Temperaturen unter der Prothese beim Tragen absinken.

Abb. 9 birgt eigentlich die ganze Arbeit in sich. Wir versuchten hier ein Bild zu bringen, das alle wichtigen Faktoren für die Beurteilung der Temperaturverhältnisse unter Prothesen beinhaltet.

Die Temperaturen des nackten Gaumens sind hier auf der Abszisse untergebracht, die Temperaturveränderungen nach dem Einsetzen der Prothese auf der Ordinate. Die unter der Achsel gemessene Temperatur wird dadurch als Diagonale dargestellt. Links der Ordinate wurden alle Fälle untergebracht, bei denen die Körpertemperatur, unter der Achsel gemessen, über der Gaumentemperatur lag.

Rechts der Ordinate finden sich nur Fälle, bei denen die Gaumentemperatur auch ohne Prothesen schon über der Körpertemperatur lag. Ein kurzes Beispiel soll die Einzelheiten näher erläutern: Angenommen der unbedeckte Gaumen würde eine Temperatur von $0,5^{\circ}$ unterhalb der ermittelten Körpertemperatur zeigen, so würde dies in unserem Koordinatenkreuz der Punkt $0,5^{\circ}$ auf der Abszisse links der Ordinate sein. Würde nun nach dem Einsetzen der Prothese die Temperatur um $0,5^{\circ}$ ansteigen, so würde dieser Punkt auf der Ordinate markiert werden. Auf beiden Punkten die Senkrechte errichtet, gibt dann den eigentlichen Punkt für

unser Schaubild. --

Verständlicherweise müssen also oberhalb der Abszisse diejenigen Fälle eingezeichnet sein, bei denen es nach dem Einsetzen der Prothese zu einer Temperaturerhöhung kam und unterhalb die Fälle mit einer Temperaturerniedrigung. Links und unterhalb der Diagonalen sind alle Messwerte derjenigen Patienten eingezeichnet, bei denen es selbst nach Temperaturerhöhung nach Einsetzen der Prothese, zu keiner Überschreitung der Körpertemperatur kam. Es wird hier ganz deutlich gezeigt, dass der Temperaturerhöhung unter Prothesen durch die Körpertemperatur eine deutliche Grenze gesetzt wird. Es muss hier nochmals betont werden, dass diese Ergebnisse nicht auf die direkte Körpertemperatur, sondern auf die unter der Achsel gemessenen Temperaturen bezogen sind. Die die eigentliche Körpertemperatur darstellende Gerade kann sich daher noch um $0,3^{\circ}$ nach rechts (gestrichelte Gerade) verschieben. Einige Fälle zeigen jedoch eine Temperatur, unter der Prothese gemessen, die über der Körpertemperatur lag. Doch war bei diesen Patienten auch bereits die Gaumentemperatur ohne Prothesen höher als die Körpertemperatur. Es handelt sich bei diesen Fällen:

Um zwei am gleichen Tage neu eingesetzte Prothesen;
um einen Fall mit erheblich entzündlichen Veränderungen;
um einige Fälle ohne erkennbare Besonderheiten.

Interessant ist hier weiterhin die Tatsache, dass es bei vielen unserer untersuchten Patienten zu einem Absinken der Temperatur unter der Prothese kam, nachdem diese eingesetzt war. Diese Tatsache kann aber nicht ohne weiteres mit dem schlechten Wärmeleitvermögen der Kunststoffe in Einklang gebracht werden.

Schon FRERICH und HARDT konnten bei ihren am Gaumen und Zunge gemessenen Temperaturen feststellen, dass der Gaumen sehr oft kälter als die Zunge war. Dies würde den Schluss zulassen, dass der Gaumen nicht unbedingt seine Wärme aus seinem Inneren beziehen muss, sondern dass er auch die Temperatur der wärmeren Zunge zugeführt bekommt. Hierin ist dann wahrscheinlich die Erklärung für die Temperaturveränderung der Gaumentemperatur nach Einsetzen der Prothese zu suchen.

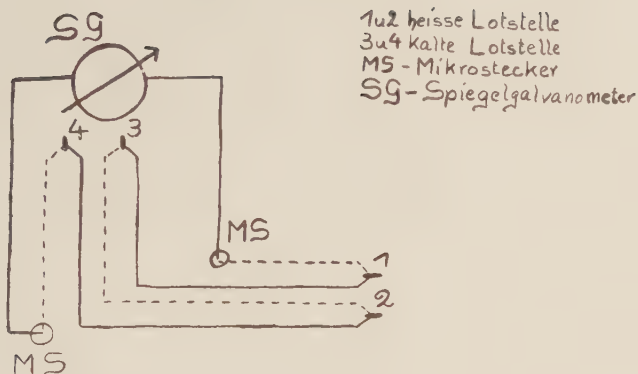


ABBILDUNG 1) Schaltplan zur Versuchsanordnung I
 1 und 2 = heiße Lotstelle
 3 und 4 = kalte Lotstelle
 M. S. = Mikrostecker
 S. G. = Spiegelgalvanometer



ABBILDUNG 2) Taster zur Versuchsanordnung I
 Das Thermoelement befindet sich in der Spitze des Glasröhrchens.

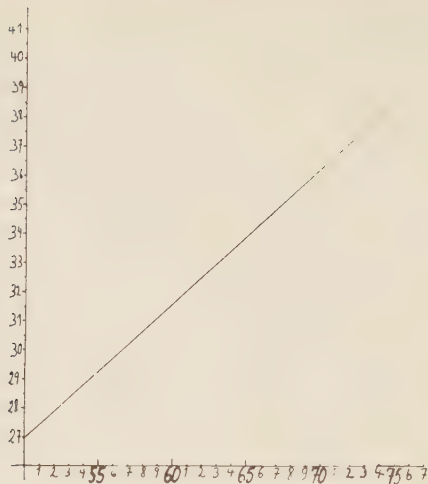


ABBILDUNG 3) Eichungsgerade

Auf der Ordinate sind die Werte in $^{\circ}\text{C}$, auf der Abszisse die Skalenwerte eingezeichnet.

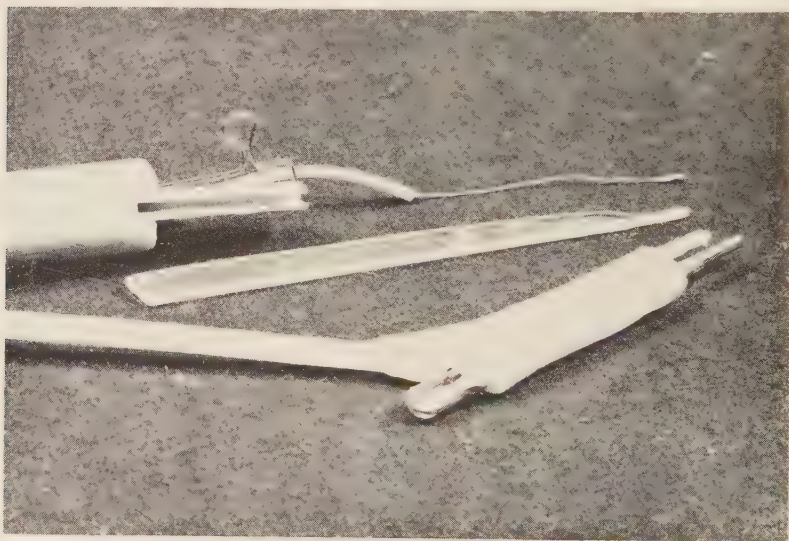


ABBILDUNG 4) Taster 1 und 2 der Versuchsanordnung II

Der Taster 1 ist im Bilde zerlegt. Die Kunststoffleiste liegt in der Mitte des Bildes, dahinter der Griff mit heraushängendem Thermoelement, Drahtsperre und Rinne zur Aufnahme der Kunststoffleiste. Im Vordergrund befindet sich Taster 2 mit eingescho-benen Fieberthermometer.

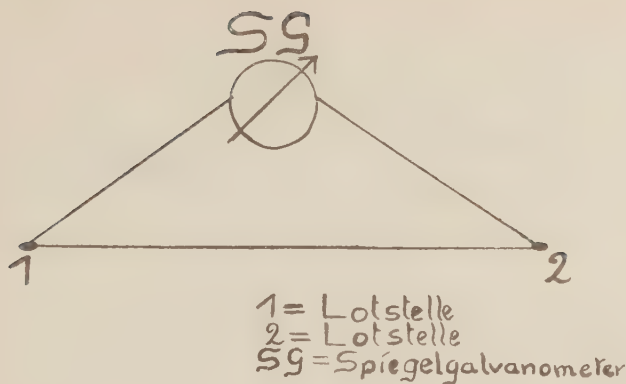


ABBILDUNG 5) Schaltplan zur Versuchsanordnung II
1 und 2 = Lotstellen (Messköpfe)
S. G. = Spiegelgalvanometer



ABBILDUNG 6) Schaubild über die Gaumentemperaturen bei 20 - 30-jährigen und bei 50 - 70-jährigen.
Die Gaumentemperatur ist auf die Körpertemperatur bezogen, welche durch den 0 - Punkt dargestellt wird. Ein Punkt im Bilde bedeutet den Mittelwert aus 10 Messpunkten eines Patienten.

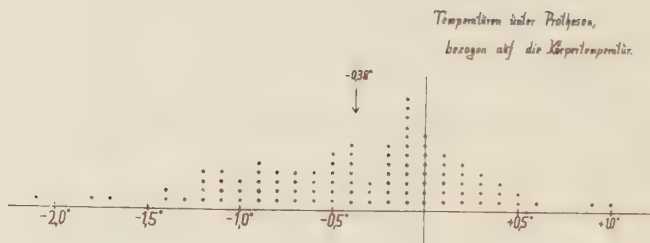


ABBILDUNG 7) Schaubild über die Temperaturen unter der Prothese, bezogen auf die Körpertemperatur.
Der 0-Punkt stellt die Körpertemperatur dar. Ein Punkt bedeutet einen unter der Prothese eines Patienten ermittelten Temperaturwert.

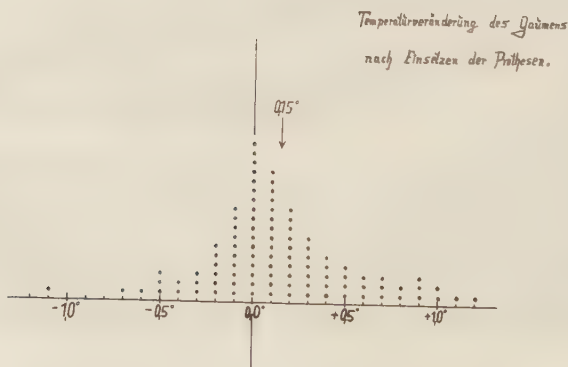


ABBILDUNG 8) Schaubild der Temperaturveränderung des Gaumens nach Einsetzen der Prothese.
Jeder Punkt ist ein ermittelter Wert eines Patienten, bezogen auf die Körpertemperatur (0-Punkt).



ABBILDUNG 9) Schaubild der Temperaturveränderungen unter der Prothese, bezogen auf die Gaumentemperatur ohne Prothese und auf die Körpertemperatur.

Der gefundene Gaumentemperaturwert wurde auf der Abszisse angetragen, der Wert der Temperaturveränderung nach Einsetzen der Prothese auf der Ordinate. Die unter der Achsel gemessene Temperatur wird dadurch als Diagonale dargestellt. Diese Diagonale kann sich noch um $0,3^{\circ}$ nach rechts (gestrichelte Gerade) verschieben. Links der Ordinate wurden alle Fälle untergebracht, bei denen die Körpertemperatur, unter der Achsel gemessen, über der Gaumentemperatur lag. Rechts der Ordinate finden sich nur Fälle, bei denen die Gaumentemperatur auch ohne Prothesen schon über der Körpertemperatur lag.

ZUSAMMENFASSUNG

Abschliessend kann Folgendes gesagt werden:

Die Gaumentemperatur bei jungen 20 bis 30 jährigen Patienten ist im grossen und ganzen niedriger als die Körpertemperatur. Wenn man trotzdem einige Messpunkte wärmer findet als die von uns gemessene Körpertemperatur, so mag das darin eine Erklärung finden, dass die eigentliche Körpertemperatur, rektal gemessen um $0,2^{\circ}$ bis $0,3^{\circ}$ über der Achseltemperatur liegt. Bei den älteren Versuchspersonen von 50 bis 70 Jahren sehen wir, dass die im positiven Bereich liegenden Fälle zugenommen haben. Bei den Temperaturmessungen unter der Prothese konnten wir feststellen, dass hier ein erneutes Anwachsen der im positiven Bereich liegenden Fälle zu sehen war. Es wurde darauf hingewiesen, dass es falsch sei, aus diesem Bild auf eine Wärmestauung zu schliessen, denn die Ergebnisse der gemessenen Temperaturveränderungen unter der Prothese nach dem Einsetzen zeigen, dass auch eine grosse Anzahl von Versuchspersonen einen Temperaturabfall aufzuzeigen hatte. Wenn man das letzte Schaubild betrachtet, so sind die Werte, die über die Körpertemperatur hinausgehen, fast nur Fälle, bei denen die Gaumentemperatur selbst schon über der in diesem Falle gestrichelten Diagonalen lag. Es ist für uns nach wie vor die Annahme geltend, dass die eigentliche Temperatur am Gaumen durch die Temperatur des arteriellen Blutes diktiert wird.

Es ist mir eine angenehme Pflicht, Herrn Professor Dr. H. van THIEL für die Überlassung des Themas herzlichst zu danken.

Herrn Dr. med. dent. W. KLÖTZER möchte ich ebenfalls für die freundlichen Ratschläge bei der Zusammenstellung der Apparaturen und der Schaubilder danken.

LITERATURVERZEICHNIS

- 1) BAUMANN, G.: "Temperaturmessungen an vitalen und devitalen Zähnen."
Diss. Mainz 1952.
- 2) EBBECKE, U.: "Die lokale vasomotorische Reaktion der Haut und der inneren
Organe." Pflüger's Archiv f. d. ges. Physiologie 1917.
- 3) ECKSTRÖM, J.: "Über die Temperaturmessungen im Mund." Vortrag geh.
am 22.10.1900 im Zahnärztl. Verein in Gothenburg, Odontologische
Blätter VI Jahrg. 1901-02 No. 14.
- 4) FRANKE, J.: "Über die Temperaturmessungen an der Zahnumgebung und ihre
Bedeutung für die Kenntnis der Durchblutungsverhältnisse des gesun-
den und erkrankten Paradentiums. D.Z.Z., 6. Jahrg. II 1951,
Seite 1368.
- 5) FRERICH, G.: "Die Temperatur der Mundschleimhaut und ihre Veränderung
bei pathologischen Prozessen." Diss. Bonn 1956.
- 6) FRÖHLICH, E.: "Prothetik als mechanischer Faktor bei Mundkrankheiten."
D.Z.Z. 1954, 477.
- 7) GASSER, F.: "Die Gaumenschleimhaut mit dem Einfluss der zahnärztlichen
Prothese." Urban-Schwarzenberg, München-Berlin, 1954.
- 8) HARDT, E.: "Temperaturmessungen an der Zunge." Diss. Mainz 1952.
- 9) HENTZE, A.: "Die Entzündungen der Mundschleimhaut." Misch 1926, 600.
- 10) HERRMANN, H.W.: "Reaktive Veränderung der Kieferschleimhaut unter Zahn-
ersatz." ZR 1960 9 319 ff.
- 11) HERRMANN, M.: "Temperaturverhältnisse an der Mundschleimhaut, der
Zunge und den Zähnen." D.Z.Z. 8. Jahrg. H. 10 Maiheft 1953.
- 12) IPSEN, J.: "Hauttemperaturen." Thieme, Leipzig 1936.
- 13) LANGER, H.: "Die Prothesenintoleranz der Mundschleimhaut." D.Z.Z.
1960 11 849.
- 14) LUND, O.: "Histologische Beiträge zur Anatomie des Munddaches und Para-
dentiums." Vjschr. Zahnheilk. 40, 1 1924.
- 15) MÜLLER, O.: "Zur normalen Anatomie und Physiologie sowie allgemeinen
Pathologie des feinsten Gefäßabschnittes beim Menschen." Stuttgart
1937.
- 16) -- "Zur speziellen Pathologie des feinsten Gefäßabschnittes beim
Menschen." Stuttgart 1939.

- 17) NENNINGER, H.: "Vergleichende Temperaturmessungen an der Wangenschleimhaut des Menschen." Diss. Mainz 1952.
- 18) PASSOW, H.: "Reizerscheinungen bei Prothesenträgern." Zahnärztliche Praxis 1953 19 4.
- 19) RATSCHOW, M.: "Die peripheren Durchblutungsstörungen." Steinkopf, Dresden und Berlin 1949.
- 20) -- "Die Mundschleimhaut im Spiegel innerer Krankheiten." D.Z.Z. 1954.
- 21) REDFARN, C.A.: "Kunststoffleitfaden." Hanser, München 1959.
- 22) REIN, H. und SCHNEIDER, M.: "Physiologie des Menschen." Springer Verlag, Berlin-Göttingen-Heidelberg, 1960, Seite 215.
- 23) REITHER, W.: "Prothesenstomatitis - auch ein ärztliches Problem." Münchener Med. Wochsch. 1959 14 606 ff.
- 24) SCHMIDT, P. und KAIRIES, A.: "Über die Entstehung von Erkältungskatarren und eine Methode zur Bestimmung der Mundschleimhauttemperatur." Verlag von Günther Fischer, 1932.
- 25) SINN, G.: "Ergebnisse von Temperaturmessungen an der Zahnumgebung." Diss. Diel. 1952.
- 26) STROH, F.: "Vergleichende Temperaturmessungen an Rollappen und an Gesichtswichteiltransplantationen." Diss. Mainz 1951.
- 27) van THIEL, H.: "Die stofflichen Schädigungen durch Prothesen und ihre Behandlung." D.Z.Z. 1960 3 281.
- 28) UHLIG, H.: "Erscheinungsbild, Ursachen und Behandlung der sogenannten Prothesenstomatitis." Deutscher Zahnärztekalendar 1957 83.
- 29) WANNENMACHER, E.: "Die Prothese als schädigender Faktor durch Reizwirkung auf die Schleimhaut." D.Z.Z. 1954. 12 89.
- 30) WESTPHAL, W.H.: "Physik." Springer 1950.
- 31) "Miniaturthermoelemente." Elektro-Spezial, Hamburg 1, Minkebergstr. 7, Philips-Haus.

LEBENS LAUF

Ich, Otto Heinrich Spanner, wurde am 10.3.33 als Sohn der Eheleute Otto Spanner und seiner Ehefrau Margarete, geb. Mühlhofer, zu Emhof in der Oberpfalz geboren. Nach Besuch der Volksschule und anschliessend der höheren Schule, machte ich im Sommer 1955 an der Ludwigs-Oberrealschule in München das Abitur. Im gleichen Jahre begann ich an der Universität in München Zahnheilkunde zu studieren. Ich studierte hier zehn Semester nach der vorgeschriebenen Studienordnung und machte dann im Sommer 1960 das Staatsexamen. Seit 1. April 1961 bin ich nun als Assistent an der prothetischen Abteilung der Universitäts Klinik für Zahn-Mund- und Kieferkrankheiten tätig.

